

# ЦИФРОВОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕХАНИЧЕСКОГО ПОВЕДЕНИЯ ТИТАНОВЫХ ИМПЛАНТАТОВ, ПОЛУЧЕННЫХ АДДИТИВНЫМИ ТЕХНОЛОГИЯМИ

*Муканов Г.Ж., Степанов С.И.*

УрФУ, Екатеринбург, Россия  
[usuals@bk.ru](mailto:usuals@bk.ru), [s.i.stepanov@urfu.ru](mailto:s.i.stepanov@urfu.ru)

**Аннотация.** Объектами исследования являются – ячеистые конструкции из  $(\alpha + \beta)$  - титанового сплав мартенситного класса ВТ6.

Метод конечных элементов при помощи различных программных комплексов является перспективным способом прогнозирования и выявления зон локализации эквивалентных деформаций и напряжений в образцах из титанового сплава ВТ6. Предоставляется возможность расчетным путем создать ячеистую структуру имплантата с пониженным модулем упругости. В связи с этим в работе была поставлена цель: изучить механические свойства высокопрочного, ячеистого титанового сплава – ВТ6 медицинского назначения, полученного аддитивным методом.

**Ключевые слова:** моделирование, титан, аддитивные технологии, МКЭ, имплантат.

## DIGITAL MODELING OF MECHANICAL BEHAVIOR OF TITANIUM IMPLANTS PRODUCED BY ADDITIVE TECHNOLOGIES

*Mukanov G., Stepanov S.*

UrFU, Yekaterinburg, Russia

**Abstract.** The objects of research are cellular structures made of  $(\alpha + \beta)$  - titanium alloy of martensitic class VT6.

The finite element method using various software packages is a promising method for predicting and identifying zones of localization of equivalent deformations and stresses in samples made of VT6 titanium alloy. It is possible to create a cellular structure of the implant with a reduced modulus of elasticity by calculation. In this regard, the goal was to study the mechanical properties of high-strength, cellular titanium alloy – VT6 for medical purposes, obtained by the additive method.

**Key words** modeling, titanium, additive technologies, FEM, implant.

В данном исследовании было проведено математическое моделирование с использованием метода конечных элементов для определения напряженно-деформированного состояния и характеристика механического поведения титановых имплантатов.

При увеличении пористости в пределах от 50 до 80 % снижаются упругие свойства ячеистых конструкций, но также и снижаются прочностные характеристики, такие как предел текучести ячеистого материала и его предел прочности. Важной задачей является сбалансировать низкий модуль упругости и высокие прочностные свойства [1].

По условиям задачи, сжимающие образец плиты были абсолютно жесткими (behavior = rigid ) и не испытывали деформацию, полностью передавая нагрузку на материал имплантата, поэтому ячейка испытывает равномерно распределенную нагрузку (показано вертикальными стрелками рисунок 1) вдоль оси Y. По критерию фон Мизеса, необходимо выбрать нагрузку, при которой максимальные эквивалентные напряжения конструкции ячеистого имплантата не превысят предела текучести материала 780 МПа, из которого изготовлен имплантат, чтобы получить решение задачи в упругой постановке. Поэтому был проведен подбор, при котором эквивалентные напряжения не превышали предела текучести материала. Оптимальным значением для всех ячеистых конструкций явилась нагрузка в 5кН. В таком случае, нормальное напряжение, приложенное к ячеистой структуре и будет являться пределом текучести ячеистой конструкции из титанового сплава ВТ6, подобный вывод приведен в исследовании [2].

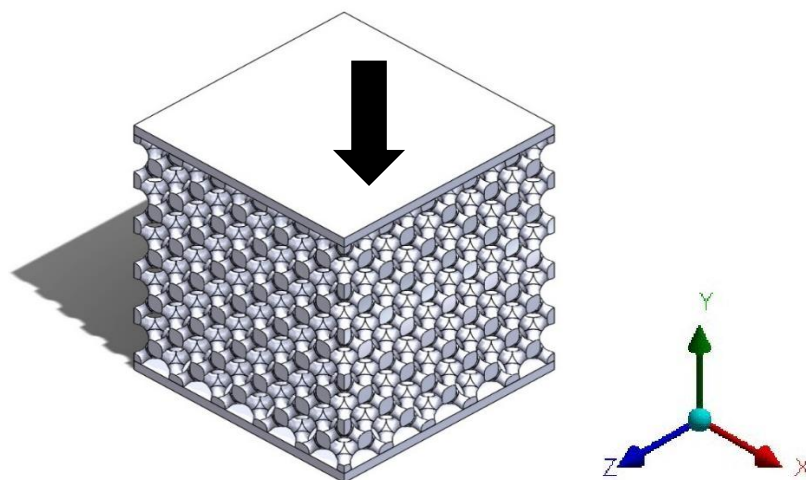


Рисунок 1 – Графическое отображение нагружения в 5 кН

В результате приложения распределенной нагрузки на ячеистые имплантат материал способствовал появлению эквивалентных напряжений, которое можно охарактеризовать с помощью 3D эпюры напряженного состояния.

Было проведено 8 симуляций сжатия титанового образца в программном комплексе Ansys Mechanical для каждой архитектуры с разным содержанием пор. И выявлено напряженно-деформированное состояние для каждого из них.

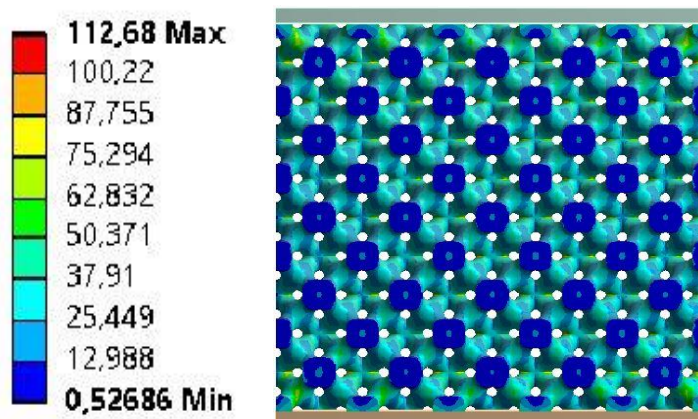


Рисунок 2 – Напряжений фон Мизеса для образца A50

Максимальные эквивалентные напряжения по фон Мизесу возникают в верхних и нижних угловых ячейках, а именно в месте соединения перемычек элементарной ячейки (рисунок 3)

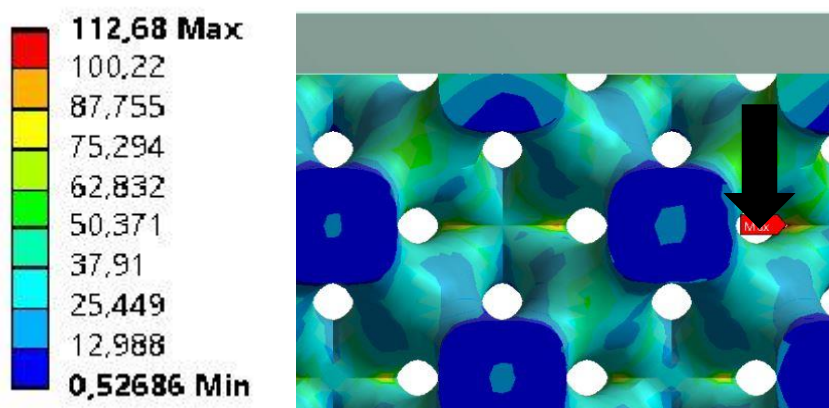


Рисунок 3 – Локализация максимальных эквивалентных напряжений в A50

Расчеты показали, что максимальные эквивалентные деформации локализовались в тех же местах, что и напряжения (рисунок 5).

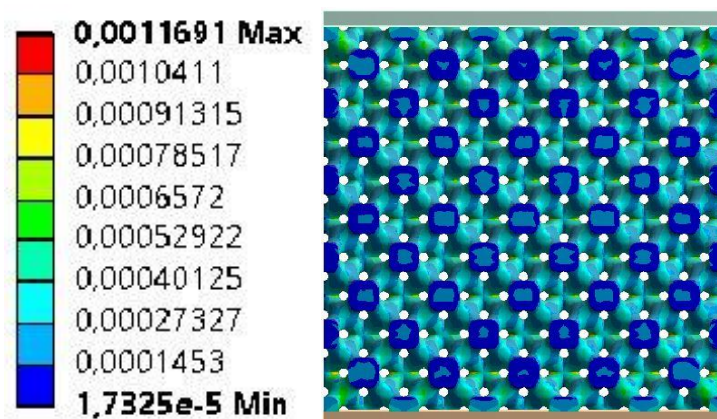


Рисунок 4 – Эквивалентные деформаций (в мм) для образца A50

Результаты показывают, что эквивалентные напряжения и деформации локализуются примерно в одних и тех же характерных местах (рисунок 5), но их значения значительно различаются.

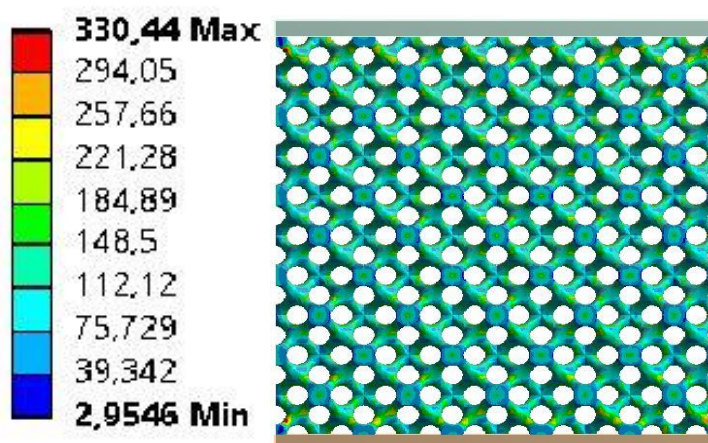


Рисунок 5 – Напряжения фон Мизеса для образца A80

С увеличением содержания пор в материале, увеличиваются максимальные эквивалентные напряжения. Так, в образце с долей пор 50 % максимальное эквивалентное напряжение по фон Мизесу при нагрузке равной 5 кН достигает 112 МПа. У образца с долей пор 80 % значения максимального напряжения возрастает до 330 МПа (рисунок 6).

Для более подробного описания напряженно-деформированного состояния был сделан ортогональный разрез, параллельный плоскости ZY. Помимо угловых ячеек, больших значений достигают напряжения на средних рядах ячеек в цилиндрических перемычках.



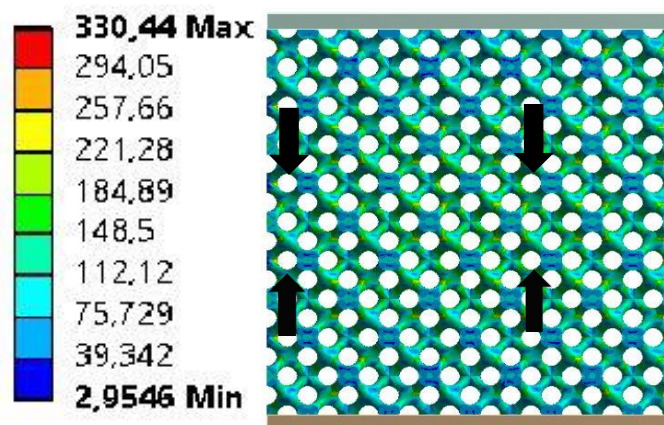


Рисунок 6 – Напряжения в разрезе относительно плоскости ZY образец А80

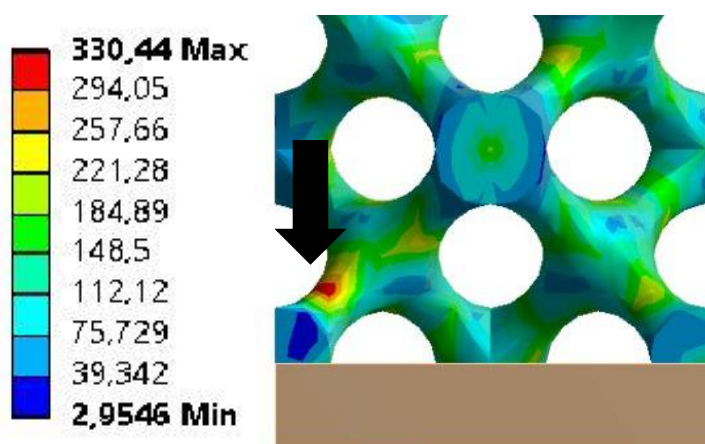


Рисунок 7 – Локализация эквивалентных напряжений в образце А80

Также были получены результаты расчетов ячеистых структур типа пересеченных сфер (рисунок 8).

Как видно из картины напряженно-деформированного состояния, при испытании с сжимающей нагрузкой ячеистые структуры, С50...С80, имеют иной характер распределения напряжений.

На пересечении сфер образуются локальные максимумы напряжений, которые распределяются по всему сечению элементарной ячейки и далее распределяются по всем ячейкам. Максимальные значения возникают в нижнем или верхнем ряду ячеек (рисунок 8), опираясь на этот факт, можно предположить, что изначально пластическая деформация начнется с нижнего (верхнего) ряда.

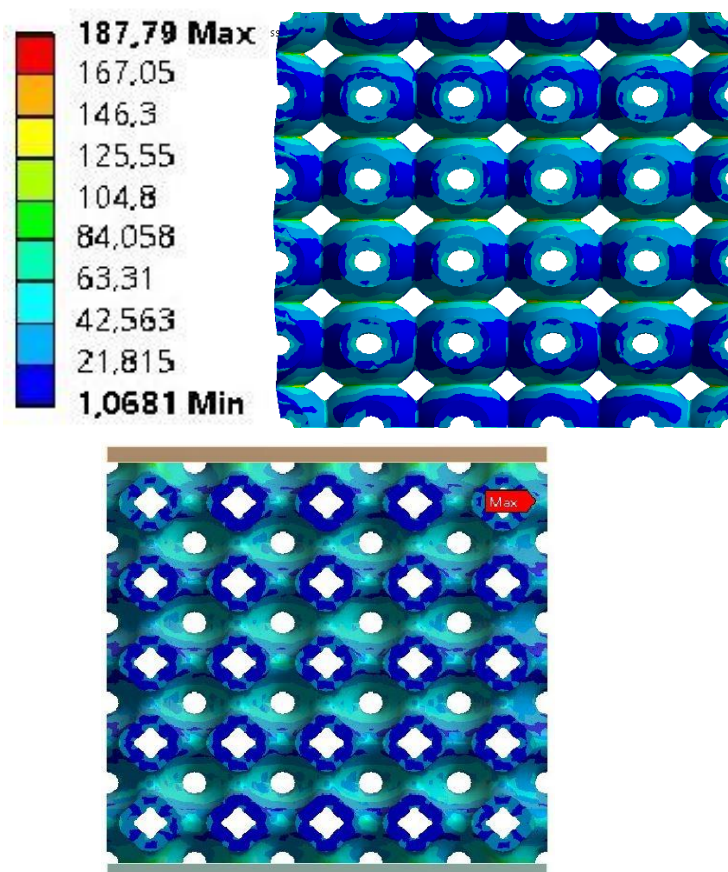


Рисунок 8 – Напряжения фон Мизеса в разрезе относительно плоскости ZY в образце С60

На рисунке 8 показано напряженное состояние во фронтальном разрезе. По нему видно, что характер образовавшихся напряжений имеет относительно однородное распределение, без явных максимумов, градиция происходит плавно. Локализация максимальных значений напряжений происходит на плоскости пересечении рядов ячеек, ортогональной направлению нагрузки.

### Библиографический список

1. Zadpoor A.A. Design for additive bio-manufacturing: From patient-specific medical devices to rationally designed meta-biomaterials / Zadpoor A.A. // Int. J. Mol. Sci. 2017. 18. 1607.
2. Y. N. Loginov, S. I. Stepanov, G. Z. Mukanov Finite element simulation of cellular structure built from orthogonal cylindrical struts, Trans Tech Publications Ltd. 2020. 5